原　著

GAF chromic dosimetryの特性とPDD，OCR曲線への利用

山本泰司・高橋司伸・小松明夫・内田伸恵[1)]・加藤博和[2)]

島根医科大学医学部附属病院放射線部
1）島根医科大学放射線医学講座
2）岡山大学医学部保健学科

論文受付
2000年 8 月21日
論文受理
2001年 7 月 5 日
Code No. 851

緒　言

近年の高精度化された放射線治療システムでは照射方法がより複雑になり，治療計画装置上でシミュレーションした線量分布と実際に照射された線量分布を正確に照合することが重要である．従来，その線量分布の測定にはレディーパックを利用したX線フィルム法が汎用されている[1)]．同法は黒化度の違いから二次元の線量分布を把握できる利点がある．しかし，吸収線量を測定する場合，X線フィルムの組成が人体組織と異なる銀粒子を多量に含有する点が問題となる[2)]．ま

Evaluation of GAF Chromic Dosimetry and Its Application to PDD and OCR Curves

YASUSHI YAMAMOTO, SHINOBU TAKAHASHI, AKIO KOMATSU, NOBUE UCHIDA,[1)]and HIROKAZU KATO[2)]

Department of Radiology, Shimane Medical University Hospital
1)Department of Radiology, Shimane Medical University
2)Faculty of Health Sciences, Okayama University Medical School

Received Aug. 21, 2000; Revision accepted July 5, 2001; Code No. 851

Summary

GAF Chromic Dosimetry Media(GAF Media, Nuclear Associates Co. Ltd.)has been newly developed for the purpose of absorbed dose measurements with ionizing radiation. GAF Media is colorless and transparent before radiation exposure, and it changes progressively to a darker blue color with exposure. In contrast to conventional film, GAF Media can be used in room light and does not require any other procedure to develop or fix the image. In this study, we used a microdensitometer to evaluate the relationship between the absorbed dose and optical density of GAF Media types MD-55 and HD-810. We discuss the possibility of application of GAF Media as a simple dosimeter of percent depth dose(PDD)and off-center ratio(OCR) in the field of quality assurance(QA)of radiotherapy. The optical density derived by GAF Media could be converted into absorbed dose by using an approximation curve. However, the elevation of baseline density, the“ fog effect ”, according to time was too great to be neglected. To measure the absorbed spectrum of GAF Media a microdensitometer attached with a Band Pass Filter, which selectively absorbed the spectrum at 671 nm, was useful. The PDD and OCR curves derived by GAF Media were accurate enough for QA of radiotherapy. GAF Media was simple to use, but further investigation will be required before applying it in other fields.

Key words: *GAF Chromic film, Radiochromic film, Film detector, Percent depth dose, Off-center ratio*

別刷資料請求先：〒693-0021　島根県出雲市塩冶町89-1
島根医科大学医学部附属病院放射線部　山本泰司　宛

た，自動現像機の処理条件により黒化度に変化が生じるのも欠点である．本稿で検討するGAF Chromic Media(以下，GAF)は銀粒子を含有せず人体の軟部組織に近い組成である．また現像処理が不要で，明室下の使用が可能という利点を持ち，X線フィルム法に替わる線量測定媒体として期待されている．GAFにはType MD-55とHD-810があるが，今回高感度で治療用に開発されたMD-55を中心に諸特性を検証し，放射線治療領域でのGAFの応用の可能性について検討した．

1．方　法

1-1　材料

GAF　：GAF Chromic Media Type MD-55(以下，MD-55)，Type HD-810(以下，HD-810)(Nuclear Associates社製)
X線フィルム：XV-II(コダック株式会社製)
GAF専用測定器：
Radiochromic Densitometer Model 37-433(Nuclear Associates社製)
マイクロデンシトメータ：
Densitometer PDM-15改良型(コニカ株式会社製)
照射装置(Linear Accelerator)：
ML-15MDX(MITSUBISHI Electoric社製)
線量計　：IONEX Dosemaster 2590 JARP型検出器(NE TECHNOLOGY社製)
0.6cc W23333型(PTW社製)
ファントム　：Solid Water(RMI社製)
吸光度計　：Spectro Photometer U-2000(HITACHI社製)
ディジタルマルチメータ：
Model 195A(20Vでの精度0.03% rdg + 6counts)(KEITHLEY社製)
深部線量測定装置：
Mitsubishi Depth Profile Monitor 3-Dimensional(以下，Dpro3)
直線性±2%，位置分解能 1mm，深部線量分布±2%

1-2　線量測定原理

GAFによる線量測定の基本原理は，アセトニトリルアミノ基(六角環の有機体)にX線等の電離放射線を照射することにより，3価クロムが発生して青色に発色する特性を利用している[3]．構成成分MD-55，HD-810とも同じで感度層の組成比率で，炭素60.6%，水素9.0%，窒素 11.25%，酸素19.2%と人体の軟部組織に近い組成となっている[4]．サイズおよび厚さはMD-55で12.5×12.5cm^2，278μm(感度層 30μm)，HD-810で20×25cm^2 107μm(感度層 7μm)である[5]．これらは，柔軟性に富み任意の形状に加工できる構造で，使用時には目的に合わせてカットする．GAFの光学濃度の測定には専用の測定器を使用し吸収線量対光学濃度の相関から，式により吸収線量を求めることが可能である．

1-3 実験方法

1-3-1　MD-55の基本特性

(1)カブリの影響

MD-55の取扱説明書によれば明室下で使用可能とされているが，測定時の環境による光学濃度上昇の有無(カブリ特性)を検討した．日常の線量測定時と同じ室内照度400lx，室温26°Cの条件下にMD-55を放置し，光学濃度の変化を0～400時間まで測定した．0～1 時間は 1～10分間隔で行い，それ以降は 1，2，3～10時間と間隔を徐々に広くした．試料サイズは2×2cm^{2}にカットしたものとし，光学濃度の測定は各カット片の中心と四隅 4 点の計 5 点で測定し，その平均値で比較した．なお測定器はModel 37-433を使用した．

(2)吸収線量対光学濃度

吸収線量対光学濃度曲線を作成し，両者の関係式を求めた．試料はMD-55に10MV X線で0.05～1.0Gyまで0.03～0.2Gy間隔，1.0～10Gyまで0.2～3.0Gy間隔，10～50Gyまで5～10Gy間隔で照射し25段階の線量での試料を作成した．照射時の試料配置は，Solid Waterファントムのピーク深(ファントム内のビーム軸上で吸収線量が最大となる深さで当施設の実測値は2.7cm)とした．なお，吸収線量モニタのためにJARP型検出器を校正深(ファントム中で吸収線量を校正する際の放射線エネルギー別に定められた深さで，10MV X線では 5cm)に配した．光学濃度はModel 37-433を用いて測定した．測定結果がカブリによって影響を受けないようにするため暗袋による遮光と照射時の消灯を行った．

(3)エネルギー依存性

GAFのエネルギー依存性については，放射線治療で一般的に使用されている10MV X線，4MV X線，6MeV電子線の 3 種類について検討した．通常，測定頻度が高いと思われる吸収線量5Gy以下の範囲で光学濃度を測定し，その違いを比較した．実験は**1-3-1(2)**と同様に各ピーク深に試料を配置した．

(4)吸光分析

GAFの光学濃度は，青色性の強さの度合いを測定する．すなわち，青色で吸収された光の量を定量することになるため，その光学的スペクトル，つまり光の吸収波長の分布を把握することが重要である．青色に変

色した試料の吸収スペクトルの測定は吸光度計を用いて行う．ここで，強さI_0の単色光が濃度c，長さbの層を透過した後I_tに減光したとすると，I_tとI_0の間には次式の関係が成り立つ．

$$I_t/I_0=10^{-a\cdot c\cdot b}=T$$

aは吸光係数，Tは透過度である．ここで透過度の逆数の常用対数をとると次式となる．

$$\log\,(I_0/I_t)=\log(1/T)=a\cdot c\cdot b=A$$

Aが求める吸光度（absorbance）である[6]．吸収波長における吸光度分布からGAF メディアの光学濃度測定に適した波長幅の推測をする．

1-3-2　マイクロデンシトメータの利用

Model 37-433は拡散光を測定する濃度計で，1 ポイント測定ごとに試料を手動で移動させる操作が必要なため，放射線治療で重要な連続的な線量分布を測定するという目的には合致していない．そこで複数点を自動的に測定するために，フィルタを装着したマイクロデンシトメータの使用を試みた．種々のフィルタと試料の吸収波長を吸光度計で比較することにより，バンドパスフィルタとラッテンゼラチンフィルタを選択した．光学濃度による試料の吸光度測定はフィルタを装着した場合と，しなかった場合について1Gy当たりの光学濃度（optical density/Gy）で比較した．スリット幅はフィルタの挿入による光量の低下，媒体表面の細かい傷の影響をなくす，また今回の測定では解像力を考慮しない，などの理由で当施設のマイクロデンシトメータの最大スリットサイズである幅0.25mm × 高さ2mmを設定した．データ処理はマイクロデンシトメータからデジタルマルチメータでAD変換した後GP-IBのインターフェイスを介してパーソナルコンピュータにより行った．

1-3-3　HD-810の基本特性とMD-55との比較

MD-55は，12.5 × 12.5cm^{2}とサイズが小さいため広い領域の線量分布を得るには不適当である．そこで，20 × 25cm^{2}とサイズの大きいHD-810についてその特性をMD-55と同様に，カブリ効果，吸収線量対光学濃度の関係，エネルギー依存性について比較した．

1-3-4　PDD，OCR曲線への応用

治療装置のQA[7]に関しては日本放射線腫瘍学会より「外部放射線治療装置の保守管理プログラム」[8]が発行されている．この項目のなかで測定機器がフィルムでも可能な線量プロフィールの対称性と平坦度（1 週間〜1 カ月ごとの点検），照射野の確認（1 カ月ごとの点検），深部量百分率曲線の作成（1 年ごとの点検）を，MD-55，HD-810およびXV-IIを用いたX線フィルム法で測定し，得られたPDD，OCR曲線からそれぞれの値を比較した．OCRの試料作成はそれぞれの媒体を30 × 30 × 30cm^{3}のsolid waterファントムの標準測定深（X線では10cm，電子線では80%深部量深の1/2の深さ）に置き，10MV X線で10 × 10cm^{2}の照射野でフィルム面に垂直照射を行った．MD-55，HD-810は，ほぼ同等の濃度になるように照射線量を調整して作成した（MD-55で20Gy，HD-810で130Gy）．PDDの試料作成は同様の solid waterの中心部，すなわち15cm深に試料を挟みフィルム面に平行照射した（MD-55で13Gy，HD-810で80Gy）．測定はバンドパスフィルタを装着したマイクロデンシトメータでスキャンし，線量に変換した後各曲線を作成した．OCR曲線からは照射野サイズ，平坦度，対称性を求め，PDD曲線からはピーク深を求めX線フィルムで求めた値と比較した．なお，線量計データとの比較としてDpro3でPDD，OCR曲線を求め参考データとした．このDpro3は，プラスチックシンチレーションファイバブロック（以下，PSF）を用いた線量測定装置で，放射線の入射によって発光する特徴を持つPSFを本体とし，その発光の輝度分布を計測するCCDカメラによる測定部と取り込みデータを処理する操作部からなる．水ファントムでの線量計データとの誤差は±1%と報告されている[9, 10]．

2．結　果

2-1　MD-55の基本特性

2-1-1　カブリ効果

Fig. 1に明室に放置した時間と吸光度の関係を示す．明室下でのMD-55の光学濃度は経過時間とともに徐々に大きくなった．1 時間経過後より測定可能なカブリを生じ，24時間経過後の値は吸収線量2Gyと同等であった．

2-1-2　吸収線量依存性

Fig. 2にMD-55における吸収線量と光学濃度の関係を示す．光学濃度と吸収線量は比例関係を示し，Fig. 2と逆に縦軸に吸収線量を横軸に光学濃度をプロットしたグラフより求めた近似式Gy=1.608D^2 + 13.826D + 0.017（1〜5GyではGy=3.07D^2 + 13.532D + 0.017）から測定した光学濃度（D）を吸収線量（Gy）に換算することが可能であった．線量分解能は1Gy の光学濃度差が0.06で，Model 37-433の濃度分解能は装置の仕様から光学濃度 ± 0.02であることから，線量換算で0.3Gyであった．

2-1-3　エネルギー依存性

Fig. 3に各エネルギーによる吸収線量と光学濃度の関係を示す．その結果，MD-55の光学濃度は治療領域での 3 種類のエネルギーでも大差なく5Gyでの変動係

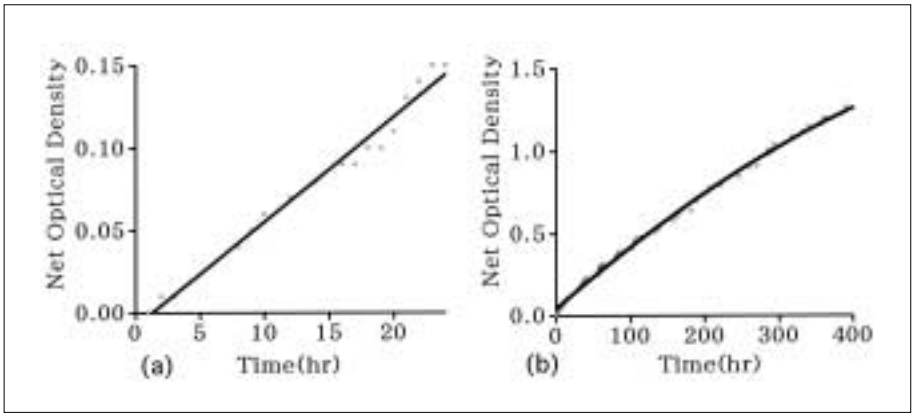

Fig. 1 Change in the optical density of GAF type MD-55 measured by Radiochromic Densitometer Model 37-433 according to time in room light.
Abscissa: (a) zero to 24 hours after exposure, (b) zero to 400 hours after exposure.

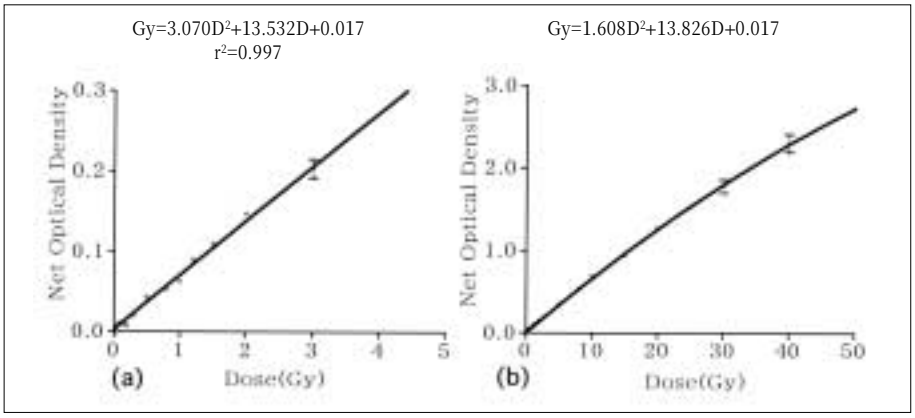

Fig. 2 Change in the optical density of GAF type MD-55 measured by Radiochromic Densitometer Model 37-433 according to absorbed dose.
Abscissa: (a) absorbed dose changed from 0.05 to 5.0 Gy, (b) absorbed dose changed from 0.05 to 50.0 Gy.

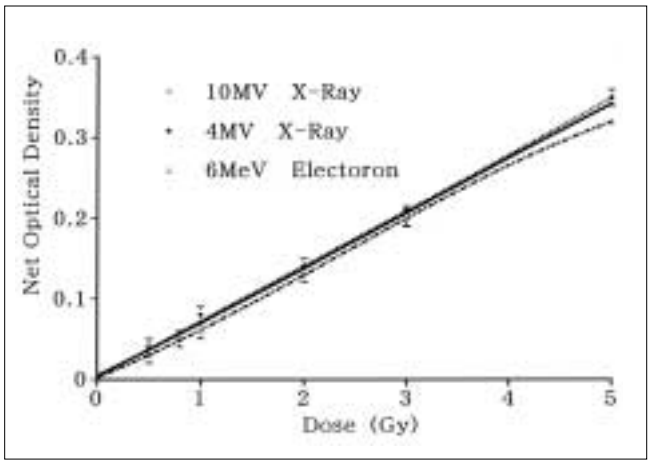

Fig. 3 The energy dependency of GAF type MD-55 sensitivity was compared between the following: the optical density obtained by GAF exposed with 10 MV x-rays, 4 MV x-rays, and a 6 MeV electron beam.
Optical density was measured by Radiochromic Densitometer Model 37-433.

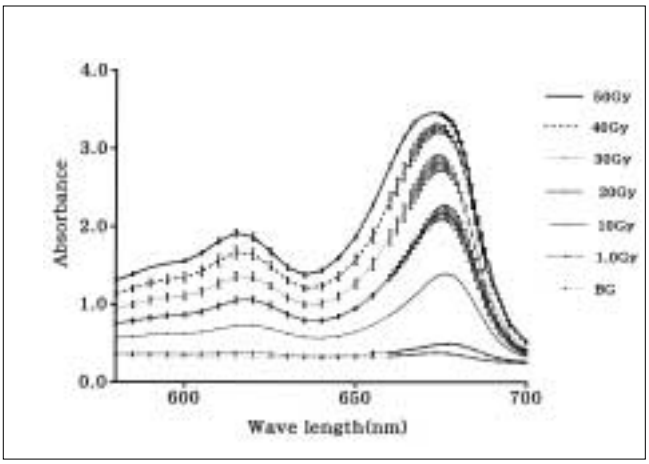

Fig. 4 The absorption spectrum of GAF type MD-55 with various absorbed doses.
The abscissa represents wave length (nm).

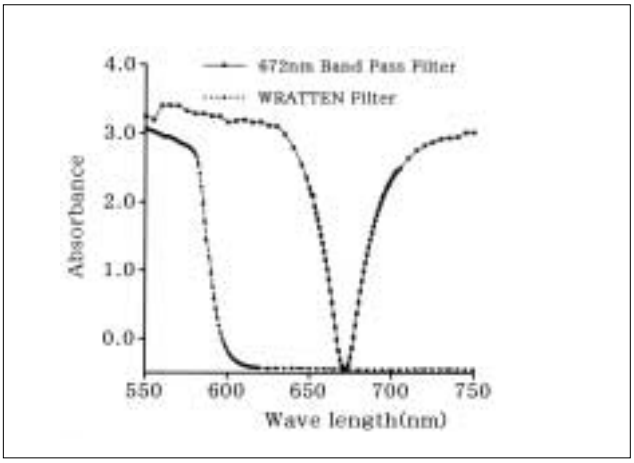

Fig. 5 The absorbed spectrum of a 672 nm Band Pass Filter and a WRATTEN Filter. The abscissa represents wave length (nm).

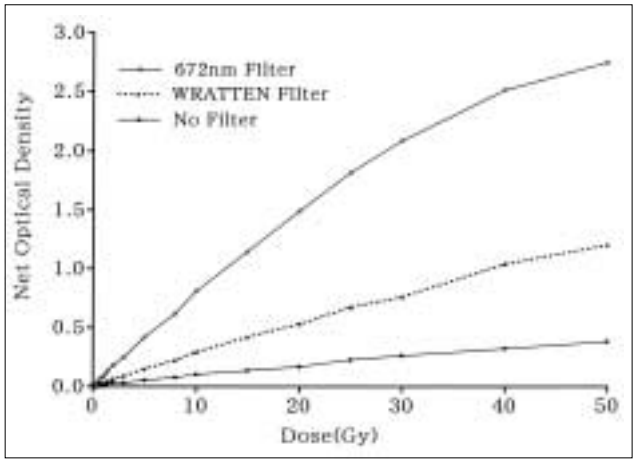

Fig. 6 Change in the optical density of GAF type MD-55 measured without a filter, with a 672 nm Band Pass Filter, and with a WRATTEN Filter.

数0.046標準偏差0.016であった[11, 12]．

2-1-4 吸光分析

Fig. 4に照射されたMD-55の吸収スペクトルと吸光度の関係を示す．吸収ピークが670～680nmにあり，吸収線量の増加とともにピークの山は大きくなる．20～40Gy（光学濃度で1.5～2.5）では値のばらつきが大きい．

2-2 マイクロデンシトメータの利用

Fig. 5はバンドパスフィルタおよびラッテンゼラチンフィルタの吸収スペクトルを示す．バンドパスフィルタでは672±5nmの幅以外，ラッテンゼラチンフィルタで600nm以下の光をそれぞれ吸収した．Fig. 6はフィルタを装着した場合の吸収線量対光学濃度曲線である．ラッテンゼラチンフィルタをマイクロデンシトメータに取り付けて測定した際の光学濃度は10Gyで0.3，フィルタなしでの値0.1より高くなっている．さらに672nmバンドパスフィルタの装着により0.8と測定感度は向上した[13]．

2-3 HD-810

HD-810はMD-55と感度が違うが，ほぼ同じ特性を持つ（Fig. 7a）．露光時間経過と光学濃度の関係は，MD-55と同様大きくなる傾向にあるが，その感度は異なり，24時間の放置で1.5Gyの照射と同等の値となった（Fig.7b）．また，同じ光学濃度 1.0を得るのにHD-810はMD-55の 6 倍の吸収線量を必要とする（Fig.7c）．

2-4 治療領域でのquality assurance（QA）への応用

Fig.8はGAFおよびX線フィルムを用いたときのPDD曲線を示す．リファレンスデータとしてDpro3で求めた値も示した（Fig. 9も同様）．グラフより，ピーク深はすべての媒体でほぼ同じ値を示す．Fig. 9はOCR 曲線を示す．各平坦度領域においてX線フィルムに対しGAFは測定値の変動が大きい．Tableは各媒体のPDD，OCR曲線から求めた照射野サイズ，平坦度[14]，均一性[15]，ピーク深を比較したものである．X線フィルムとGAFにおいて，照射野で±1.4mm，平坦度±0.04mm，対称性（1/3）± 0.007mm，同（2/3）±0.012mm，ピーク深±0.97mmであり，いずれも恒常性を調べるにはGAFはX線フィルム法と大差ない値となった．

3．考　察

GAFメディアを使用して線量分布を得る際，線量対光学濃度曲線の近似式から吸収線量に換算するという作業が必要である．しかし，明室で遮光紙なしの状態で任意の形に加工でき，X線フィルム法に比べ使用方法の制限が格段に少ないため，臨床上のメリットは大きい．さらに，PDDの試料作成の際，GAF メディア入射面をファントム入射面に揃えることが容易であった．しかし，これらの媒体データはPDD，OCR曲線でDpro3と隔たりがある．これはX線フィルム同様GAFも散乱線に対する感度が高いことが原因である．しかし，定期的に行うQAに関しては既に確立されているX線フィルム法同等の評価は得られる．

また，試料の光学濃度測定に際しては，室内光でわずかなカブリを生じるのでX線照射後，測定まで遮光して保存するのがよい．測定に際しては今回１時間後に行ったが，24時間経過でGAFの活性化が安定状態になるとの報告もある[16]．GAF の取り扱いの際，表面に傷がつきやすく，これが測定時のノイズとなる可能性があるので注意を要する．測定器は，バンドパスフ

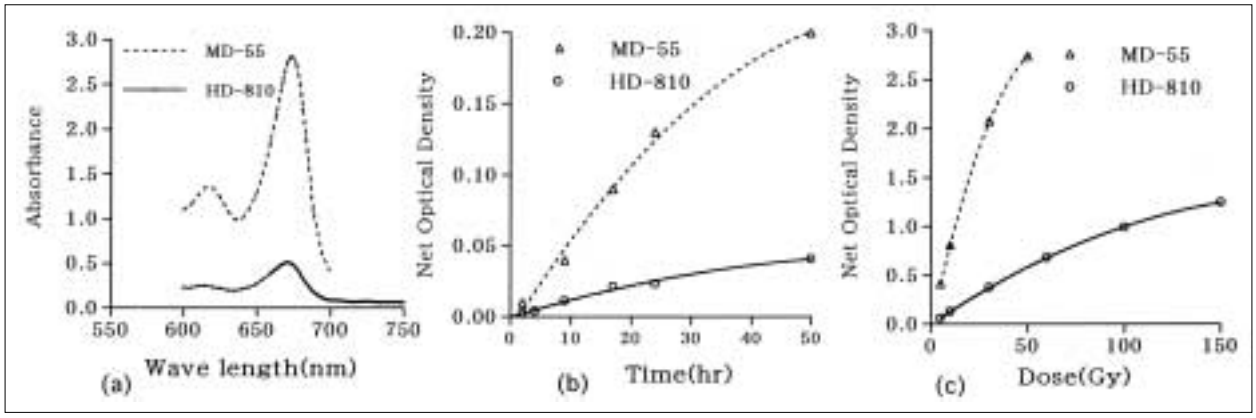

Fig. 7 Characteristics of GAF types MD-55 and HD-810 were compared.
(a) The absorbed spectrum of each type of GAF after exposure to 30 Gy.
(b) Change in optical density according to time.
(c) Change in optical density according to absorbed dose. Graphs (b) and (c) were measured by a Micro-Photometer with a 672 nm Band Pass Filter.

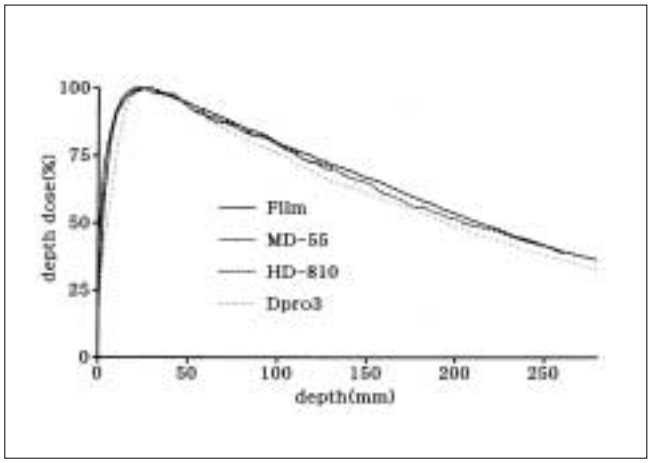

Fig. 8 The percent depth dose curves derived by GAF types MD-55 and HD-810 were compared with those derived by x-ray film and Dpro 3.

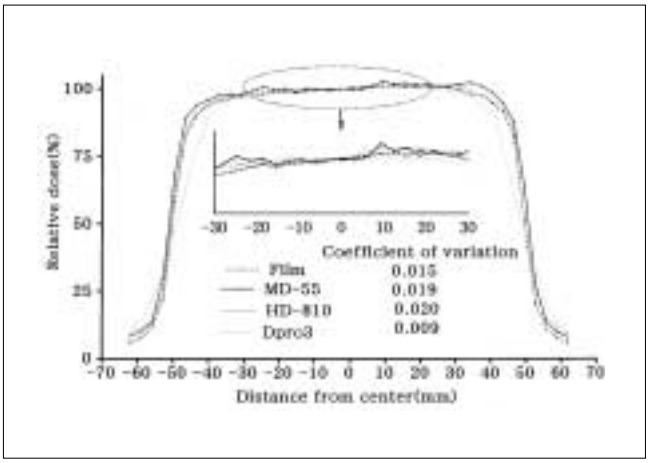

Fig. 9 The off-center ratio curves derived by GAF types MD-55 and HD-810 were compared with those derived by x-ray film and Dpro 3.
The spindle represents relative percent dose, and the abscissa represents off-axis distance.

Table The data obtained from x-ray film, GAF type MD-55, GAF type HD-810, and Dpro 3 were compared. The size of the radiation field, flatness, and symmetry were derived from the off-center ratio curve. Peak depth was derived from the percent depth dose curve.

	Film	MD-55	HD-810	Dpro3
Radiation field (mm)	100.1	101.5	101.3	98.0
Flatness	1.05	1.07	1.09	1.10
Symmetry (1/3)	1.020	1.013	1.014	1.006
(2/3)	1.025	1.013	1.027	1.009
Peak depth (mm)	26.08	27.05	26.72	27.00

ィルタの装着によりマイクロデンシトメータでの使用が可能となった．一方，マイクロデンシトメータに使用されている光電子増倍管のアンチモンセシウム型陰極は最高感度が400nm付近であり，300～700nmにおいて感色性を有しているが[17]，バンドパスフィルタでは672±5nmの波長に絞られている．このため測定に利用できる透過光の波長範囲が狭くなることから，充分な光量を得るためにマイクロデンシトメータのスリット幅は許容できる範囲においてできるだけ広くする必要がある．

バンドパスフィルタの使用で測定感度が上がるのは次の式で証明できる．入射強度I_0の単色光が吸光係数a，濃度c，長さbの層を透過したときの強度をI_tとすると，

$$I_t = I_0 \cdot 10^{-acb}$$

となる． 透過度Tは

$$T = \frac{I_t}{I_0}$$

である．もし入射光が連続スペクトルの場合，透過度は，測定波長範囲を580nmから700nmとすると，

$$T = \frac{\int_{580}^{700} I_{0\lambda} \cdot 10^{-a_\lambda cb} d\lambda}{\int_{580}^{700} I_{0\lambda} d\lambda} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \quad (1)$$

となる．いま吸収する波長範囲を667nmから677nmとすると，式(1)を

$$T = \frac{\int_{580}^{700} I_{0\lambda} \cdot 10^{-a_\lambda cb} d\lambda}{\int_{580}^{700} I_{0\lambda} d\lambda} = \frac{\int_{580}^{667} I_{0\lambda} \cdot 10^{-a_\lambda cb} d\lambda + \int_{667}^{677} I_{0\lambda} \cdot 10^{-a_\lambda cb} d\lambda + \int_{677}^{700} I_{0\lambda} \cdot 10^{-a_\lambda cb} d\lambda}{\int_{580}^{667} I_{0\lambda} d\lambda + \int_{667}^{677} I_{0\lambda} d\lambda + \int_{677}^{700} I_{0\lambda} d\lambda}$$

と積分範囲を分けて書くことができる．ここで$I_{0\lambda}$は波長λの入射光強度であり，a_λは波長λにおける吸光係数である．

波長範囲666nmから676nmのバンドパスフィルタを使用する場合，波長範囲580～667nmおよび677～700nmのGAFメディアへの入射光強度は 0 となるので，透過度(それをT_bとする)は，

$$T_b = \frac{\int_{667}^{677} I_{0\lambda} \cdot 10^{-a_\lambda cb} d\lambda}{\int_{667}^{677} I_{0\lambda} d\lambda}$$

と表すことができる．

透過度，TとT_bの関係は，波長範囲580～667nm，波長範囲677～700nmでは光の吸収がないことから，

$$T_b < T < 1 \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \quad (2)$$

となる．濃度の変化量は透過度の逆数の対数であるので，式(2)よりバンドパスフィルタを使用するほうが，濃度の変化量は大きくなる。

4．まとめ

GAFは線量対光学濃度の関係式により測定した光学濃度から吸収線量に変換が可能である．使用においては，時間経過によるベースカブリを考慮する必要がある．Model 37-433は簡単に光学濃度の測定ができるが，連続的な光学濃度を得るにはGAFの吸光度のピークを選択的に透過するバンドパスフィルタを装着したマイクロデンシトメータの使用が有効である．本測定システムは，従来のX線フィルム同様，治療のQAであるPDD，OCR曲線での値の恒常性の評価には使用可能であった．しかし，測定値の変動もあり小さい線量幅の絶対測定に関しては今後の検討課題である．

謝　辞

今回の実験にあたり測定器等の使用にご協力いただいた東洋メディック株式会社，三菱電機株式会社，コニカ株式会社に深く感謝いたします．

なお，本論文の主旨は中国・四国部会第39回学術大会(松江)，日本放射線技術学会第55回総会学術大会(東京)，中国・四国部会第40回学術大会(徳島)において発表した．

参考文献

1) 平林久枝：放射線治療領域におけるフィルム線量測定法の有効利用と問題点．日放技学誌，51(2)，48-61，(1995)．
2) 都丸禎三，尾内能夫：写真フィルム．吸収線量の標準測定法．日本医学放射線学会物理部会編，pp. 80-82，通商産業研究社，東京，(1989)．
3) Humpherys KC and Kantz AD: Radiochromic-A radiation monitoring system. Radiat Phys Chem, 9, 737-747, (1977).
4) ISP Data Sheet: GAF chromic MD-55 dosimetry medium. International Special Products, (1999).
5) Niroomand-Rad Azam, Blackwell CR, Coursey BM, et al.: " Radiochromic film dosimetry "Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med Phys, 25 (11), 2098, (1998).
6) 田中　稔，渋谷康彦，庄野利之：組成分析．化学概論．pp. 95-96，丸善，東京，(1998)．
7) 医学物理データブック委員会：治療物理学．医学物理データブック，pp. 3-111-114，日本医学放射線物理学会，東京，(1994)．
8) 日本放射線腫瘍学会研究調査委員会：外部放射線治療装置の保守管理プログラム．通商産業研究社，東京，(1992)．
9) 西沢博志，泉　伸幸，水島直大：がん治療用深部線量分布測定装置．三菱電機技報，75(5)，58-61，(2001)．
10) 武藤裕衣，松尾慶一，西村博志，他：プラスチックシンチレーションファイバーを用いた三次元線量分布測定システムの高エネルギーX線，電子線での物理特性．日医放物理会誌，20(4)，92-93,(2000)．
11) Chiu-Tsao ST, de la Zerda A, Lin J, et al.: High-sensitivity GafChromic film dosimetry for ^{125}I seed. Med Phys, 21(5), 651-657, (1994).
12) Muench PJ, Meigooni AS, and Nath R: Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver halide film and LiF TLDs used for brachytherapy dosimetry. Med Phys, 18(4), 769-775, (1991).
13) Reinstein LE, Gluckmam GR, and Amols HI: Predicting optical densitometer response as a function of light source characteristics for radiochromic film dosimetry. Med Phys, 24 (12), 1935-1942, (1997).
14) 保科正夫：光子ビームの軸外線量比測定．臨床放射線技術実験ハンドブック下巻，日本放射線技術学会編，pp. 166-172，通商産業研究社，東京，(1996)．
15) 桑原秋夫，平林久枝：平坦度と対称性の測定．放射治療技術マニュアル．pp. 63-66，(社)日本放射線技術学会，東京，(1998)．
16) McLaughlin WL, Yun-Dong C, Soares CG, et al.: Sensitometry of the response of a new radiochromic film dosimeter to gamma radiation and electron beams. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A302, pp. 165-176, North-Holland, (1991).
17) 中丸三次，小寺吉衛，大塚昭義，他：マイクロデンシトメータの原理．放射線受光系の特性曲線，p. 100，医療科学社，東京，(1994)．

図表の説明

Fig. 1　明室下でのMD-55の経過時間に対する光学濃度の変化(Model 37-433で測定)．
(a)24時間まで，(b)400時間まで．

Fig. 2　MD-55の吸収線量に対する光学濃度の変化(Model 37-433で測定)．
(a)吸収線量が0.05Gyから5.0Gyまでの範囲，(b)吸収線量が0.05Gyから50.0Gyまでの範囲．

Fig. 3　MD-55の線質依存性．
10MV X線，4MV X線，6MeV電子線を使用し5Gyまでの範囲で比較(Model 37-433で測定)

Fig. 4　MD-55 において吸収線量 1～50Gyの変化で吸光度と波長の関係が変化する様子を示す．

Fig. 5　672nm バンドパスフィルタとラッテンゼラチンフィルタでの吸収スペクトル．

Fig. 6　フィルタ装着による吸収線量対光学濃度の関係．フィルタなし，ラッテンゼラチンフィルタ，672nmバンドパスフィルタそれぞれの場合のマイクロデンシトメータでの測定感度の比較．

Fig. 7　HD-810とMD-55の比較．30Gy照射による吸収波長(a)，経過時間(b)，吸収線量に対する光学濃度(c)，それぞれについて比較したデータを示す．
(b)と(c)の測定は672nmバンドパスフィルタを付加したマイクロデンシトメータで行った．

Fig. 8　X線フィルム，GAFおよびDpro3によるPDD曲線を10MV X線で比較．

Fig. 9　X線フィルム，GAFおよびDpro3によるOCR曲線を10MV X線，10cm×10cmの照射野で比較．点線の部分の拡大表示をグラフ中に示す．

Table　X線フィルム法，GAF，Dpro3での測定値の比較を示す．照射野サイズ，平坦度，対称性はOCR曲線より，ピーク深は，PDD曲線より求めた．